

PCT

ORGANISATION MONDIALE DE LA PROPRIÉTÉ INTELLECTUELLE
Bureau international

DEMANDE INTERNATIONALE PUBLIÉE EN VERTU DU TRAITE DE COOPERATION EN MATIÈRE DE BREVETS (PCT)

(51) Classification internationale des brevets ⁶ : A61B 19/00	A1	(11) Numéro de publication internationale: WO 95/07055 (43) Date de publication internationale: 16 mars 1995 (16.03.95)
---	----	--

(21) Numéro de la demande internationale: PCT/FR94/01050

(22) Date de dépôt international: 6 septembre 1994 (06.09.94)

(30) Données relatives à la priorité:
93/10624 7 septembre 1993 (07.09.93) FR

(71) Déposant (pour tous les Etats désignés sauf US): DEEMED INTERNATIONAL S.A. [FR/FR]; 2, avenue Vignate, Centre Equation, F-38610 Gières (FR).

(72) Inventeur; et

(75) Inventeur/Déposant (US seulement): DRUAIS, Hervé [FR/FR]; 70, avenue du Vercors, F-38170 Seyssinet (FR).

(74) Mandataire: BREESE-MAJEROWICZ; CNIT, Boîte postale 434, F-92053 Paris-La Défense (FR).

(81) Etats désignés: JP, US, brevet européen (AT, BE, CH, DE, DK, ES, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE).

Publiée

Avec rapport de recherche internationale.

(54) Title: COMPUTER-ASSISTED MICROSURGERY EQUIPMENT AND METHODS FOR USE WITH SAID EQUIPMENT

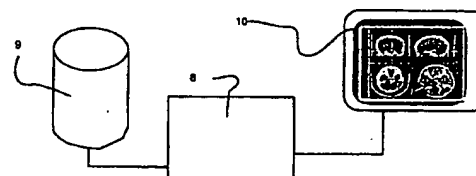
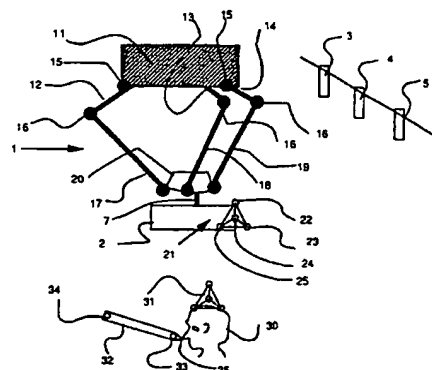
(54) Titre: INSTALLATION POUR OPERATION DE MICROCHIRURGIE ASSISTEE PAR ORDINATEUR ET PROCEDES MIS EN ŒUVRE PAR LADITE INSTALLATION

(57) Abstract

Computer-assisted microsurgery equipment, of the type including an articulated tool support, with one of the ends being integral with a fixed reference system R_c . The system comprises means for determining the tool coordinates in said fixed reference system R_c , and an Image data base wherein are recorded images from an imaging system in the image reference system R_i . The invention is characterized by having at least two sensors integral with the fixed reference system R_c supplying an electrical signal depending on the patient reference position R_p in the fixed reference system R_c , and a computer for matching the tool reference system R_o with the patient reference system R_p and the image reference system R_i according to data from the bidimensional sensor, means for determining the coordinates of the tool in the fixed reference system R_c and data from the image base. The computer supplies a signal for displaying the position of the tool in the image reference system R_i on a monitor and for controlling the position and shifting of said tool as a function of the control signals from the control unit.

(57) Abrégé

La présente invention concerne une installation pour opération de microchirurgie assistée par ordinateur, du type comportant un support d'outils articulé dont l'une des extrémités est solidaire d'un référentiel fixe R_c , ledit système comportant des moyens pour déterminer les coordonnées de l'outil dans ledit référentiel fixe R_c , ainsi qu'une base de données Image dans laquelle sont enregistrées les images provenant d'un système d'imagerie dans le référentiel de l'image R_i , caractérisé en ce qu'il comporte au moins deux capteurs solidaires du référentiel fixe R_c délivrant un signal électrique fonction de la position du référentiel du patient R_p dans le référentiel fixe R_c , et un calculateur pour la mise en correspondance du référentiel de l'outil R_o avec le référentiel du patient R_p et le référentiel de l'image R_i en fonction des informations provenant du capteur bidimensionnel, des moyens pour déterminer les coordonnées de l'outil dans ledit référentiel fixe R_c et des informations provenant de la base d'images, ledit calculateur délivrant un signal pour la visualisation de la position de l'outil dans le référentiel de l'image R_i sur un écran de contrôle, et pour commander la position et les déplacements de l'outil en fonction de signaux de commande provenant d'un boîtier de contrôle.



UNIQUEMENT A TITRE D'INFORMATION

Codes utilisés pour identifier les Etats parties au PCT, sur les pages de couverture des brochures publiant des demandes internationales en vertu du PCT.

AT	Autriche	GB	Royaume-Uni	MR	Mauritanie
AU	Australie	GE	Géorgie	MW	Malawi
BB	Barbade	GN	Guinée	NE	Niger
BE	Belgique	GR	Grèce	NL	Pays-Bas
BF	Burkina Faso	HU	Hongrie	NO	Norvège
BG	Bulgarie	IE	Irlande	NZ	Nouvelle-Zélande
BJ	Bénin	IT	Italie	PL	Pologne
BR	Brazil	JP	Japon	PT	Portugal
BY	Bélarus	KE	Kenya	RO	Roumanie
CA	Canada	KG	Kirghizistan	RU	Fédération de Russie
CF	République centrafricaine	KP	République populaire démocratique de Corée	SD	Soudan
CG	Congo	KR	République de Corée	SE	Suède
CH	Suisse	KZ	Kazakhstan	SI	Slovénie
CI	Côte d'Ivoire	LI	Liechtenstein	SK	Slovaquie
CM	Cameroun	LK	Sri Lanka	SN	Sénégal
CN	Chine	LU	Luxembourg	TD	Tchad
CS	Tchécoslovaquie	LV	Lettonie	TG	Togo
CZ	République tchèque	MC	Monaco	TJ	Tadjikistan
DE	Allemagne	MD	République de Moldova	TT	Trinité-et-Tobago
DK	Danemark	MG	Madagascar	UA	Ukraine
ES	Espagne	ML	Mali	US	Etats-Unis d'Amérique
FI	Finlande	MN	Mongolie	UZ	Ouzbékistan
FR	France			VN	Viet Nam
GA	Gabon				

**INSTALLATION POUR OPÉRATION DE MICROCHIRURGIE
ASSISTÉE PAR ORDINATEUR ET PROCÉDÉS MIS EN OEUVRE
PAR LADITE INSTALLATION.**

5 La présente invention concerne une
installation pour opération de microchirurgie
stéréotaxique assistée par ordinateur.

ETAT DE LA TECHNIQUE

10 On connaît dans l'état de la technique de
telles installations. A titre d'exemple, le brevet
français FR2651670 décrit un procédé de localisation
précise d'une lésion et dispositif pour la mise en
oeuvre de ce procédé.

15 L'invention concerne un dispositif et un
procédé de localisation précise d'une lésion. Le procédé
selon l'invention est caractérisé en ce qu'on immobilise
l'organe à examiner dans la même position que celle de
la biopsie à pratiquer, on effectue des coupes axiales
(XY) tomodynamométriques de l'organe à travers au moins
20 un rectangle transparent muni de trois fils opaques
concourants non symétriques occupant des positions
déterminées par rapport à l'appareillage de biopsie, on
mesure les longueurs des deux segments (AB, AC)
interceptés par lesdits fils opaques pour une coupe
25 lésionnelle choisie, on effectue au moins un cliché en
position de prélèvement, on reconstruit sur ledit cliché
la trace des trois fils opaques, et on reporte sur ledit
cliché les longueurs des segments (AB, AC) mesurés pour
déterminer la ligne de base lésionnelle correspondant à
30 la coupe lésionnelle choisie.

 La mise en oeuvre de ce procédé implique une
immobilisation parfaite du patient.

 Un autre brevet français publié sous le
numéro FR2686499 décrit un appareil de traitement d'une
35 cible, telle qu'une lésion à l'intérieur du corps
utilisant un élément marqueur implanté dans ou au

voisinage de la cible pour piloter la thérapie de ladite cible. Cet appareil de thérapie comprend:

- des moyens de thérapie de la lésion,
- des moyens de repérage de la lésion, les
5 moyens de repérage étant liés, par exemple mécaniquement
ou électriquement, aux moyens de thérapie
- des moyens de calcul de la position de la
lésion relativement aux moyens de thérapie à l'aide des
moyens de repérage
- 10 - des moyens d'activation des moyens de
thérapie.

Les moyens de repérage réalisent le repérage
d'au moins un élément marqueur implanté à l'intérieur de
la lésion. Les moyens de calcul calculent les
15 coordonnées de position de l'élément marqueur (M0, M1,
M2, M3) par rapport aux moyens de thérapie qui sont
utilisés pour positionner les moyens de thérapie mobiles
dans l'espace dans une position quelconque selon les
axes X, Y, Z. Cet appareil permet de réaliser une
20 thérapie précise de la lésion.

Un tel appareil nécessite, pour sa mise en
oeuvre, une préparation pré-chirurgicale lourde.

Le brevet français FR2682778 décrit un
microscope pour opération de microchirurgie
25 stéréotaxique assistée par ordinateur, et un procédé
pour son fonctionnement. Ce microscope comporte des
détecteurs détectant des données optiques, un système
d'identification de position et un dispositif de
commande de processus évaluant les signaux dudit
30 système. Ce système est un système à base optique
intégré dans le système optique du microscope et il est
prévu un dispositif qui convertit les signaux délivrés
par le dispositif en une représentation graphique
bidimensionnelle.

35 Un autre brevet de l'art antérieur, le
brevet PCT/FR090/00714, divulgue une installation dans

laquelle le référentiel principal est lié au lit du patient. Le patient est immobilisé par rapport au lit par un casque de maintien ou un moyen équivalent. Ce document de l'art antérieur expose que le système

5 comporte des moyens notés 2, de mise en position liée, par rapport au référentiel R2 des structures SNH et SR. A titre d'exemple, la tête est fixée sur une table d'opération.

10 Cette solution n'est pas totalement satisfaisante car les moyens de maintien réduisent les voies d'accès possibles, et imposent des contraintes gênantes au chirurgien, qui doit considérer que la position du patient est définitive à partir du début de l'intervention.

15 De plus, le lit opératoire ne présente jamais une rigidité mécanique absolue, et la corrélation entre le patient et les images virtuelles ne présente pas un degré de précision suffisant pour certaines interventions.

20 Le brevet WO92/06644 décrit une installation de radiothérapie comportant des moyens de mise en concordance des sources de rayonnement et des images obtenues préalablement. Ce document ne mentionne pas la mise en oeuvre d'un référentiel correspondant au

25 référentiel fixe de l'invention de la demanderesse, qui n'est d'ailleurs pas nécessaire compte tenu des applications envisagées dans ce document de l'art antérieur.

OBJET DE LA PRESENTE INVENTION

30 L'objet de la présente invention est de remédier à ces inconvénients en proposant une installation d'utilisation ergonomique, permettant de dissocier la phase d'acquisition d'image et la phase d'exploitation des images à des fins chirurgicales.

35 Dans l'état de la technique, les systèmes d'acquisition d'images à des fins de diagnostiques, ne

nécessitant pas une intervention lourde ou traumatissante, ne sont pas exploitables à des fins per-opératoires. En effet, l'imagerie per-opératoires nécessite le recours à des techniques de stéréotaxie
5 contraignantes pour le patient et pour le personnel opératoire. Ces techniques comportent notamment une phase douloureuse d'implantation d'une structure mécanique en forme de cadre qui est indispensable afin d'acquérir les images par rapport à un référentiel fixe
10 connu, de permettre une calibration satisfaisante des images, et d'assurer l'immobilisation de la tête du patient, ou plus généralement de la zone opératoire, par rapport à un référentiel donné.

Le but de l'invention est d'assurer une
15 corrélation entre des images numériques obtenues par un système d'imagerie médicale avec le patient de façon à apporter au chirurgien des informations destinées à guider en temps réelle sa stratégie opératoire. Certaines interventions nécessitent une précision de la
20 corrélation de l'ordre du millimètre, voire inférieure au millimètre.

Pour atteindre ce but, l'installation selon l'invention comporte un référentiel absolu qui est le référentiel fixe Rr lié à une structure totalement
25 indépendante du patient ou du système d'imagerie ou de visualisation.

Un autre but de l'invention est de permettre aux chirurgiens de procéder à l'acquisition des images sur un patient non anesthésié et autonome, suivant une
30 procédure simplifiée, à n'importe quel moment de l'hospitalisation, voire dans un établissement hospitalier différent, et éventuellement recourir à plusieurs techniques d'imagerie complémentaires.

L'invention concerne plus particulièrement
35 une installation du type comportant un support d'outils articulé dont l'une des extrémités est solidaire d'un

référentiel fixe R_C , ledit système comportant des moyens pour déterminer les coordonnées (position d'un point et orientation d'un vecteur directeur) de l'outil dans ledit référentiel fixe R_C , ainsi qu'une base de données
5 Images dans laquelle sont enregistrées les images provenant d'un système d'imagerie dans le référentiel de l'image R_i . L'installation selon l'invention comporte au moins deux capteurs solidaires du référentiel fixe R_C délivrant un signal électrique fonction de la position
10 du référentiel du patient R_p dans le référentiel fixe R_C , et un calculateur pour la mise en correspondance du référentiel de l'outil R_o avec le référentiel du patient R_p et le référentiel de l'image R_i en fonction des informations provenant dudit capteur, des moyens pour
15 déterminer les coordonnées de l'outil dans ledit référentiel fixe R_C et des informations provenant de la base d'images, ledit calculateur délivrant un signal pour la visualisation de la position de l'outil dans le référentiel de l'image R_i sur un écran de contrôle, et
20 pour commander la position et les déplacements de l'outil en fonction de signaux de commande provenant d'un boîtier de contrôle.

Une telle installation permet d'exploiter une ou plusieurs images acquises préalablement à
25 l'intervention, avant le transfert du patient en bloc chirurgical, et d'exploiter en temps réel les images en relation avec le déroulement de l'intervention chirurgicale.

Le référentiel fixe est un référentiel totalement indépendant est découplé tant du référentiel patient que du référentiel image, et du référentiel outil. Le référentiel fixe est un référentiel absolu et permanent. Il est par exemple lié à un élément de
30 structure du bloc opératoire, par exemple le plafond, le sol ou un mur. Ce référentiel fixe est choisi de façon à
35 garantir une référence permanente et stable dans

laquelle les différentes matrices de transformations peuvent être calculées dans toutes les situations, en ne limitant ni les possibilités de déplacement du patient, ni les possibilités de déplacement de l'outil.

5 Selon une première variante, les capteurs sont constitués par au moins deux caméras d'acquisition solidaires du référentiel fixe R_C et disposées de façon à ce que leur champs d'observation contiennent la zone d'intervention chirurgicale.

10 Avantageusement, les moyens pour déterminer les coordonnées de l'outil dans ledit référentiel fixe R_C sont constitués par au moins deux caméras d'acquisition solidaires du référentiel fixe R_C et disposées de façon à ce que leur champs d'observation
15 contiennent l'espace de mobilité de l'outil.

 Selon un mode de réalisation préféré, l'installation comporte un trièdre géométriquement défini, présentant au moins quatre sources lumineuses ponctuelles non coplanaires solidaire du porte-outil,
20 l'espace de mobilité dudit trièdre étant contenu dans le champs de vision des caméras d'acquisition.

 Avantageusement l'installation comporte en outre un trièdre géométriquement défini, présentant au moins quatre sources lumineuses ponctuelles non
25 coplanaires solidaire du patient, l'espace de mobilité dudit trièdre étant contenu dans le champs de vision des caméras d'acquisition.

 L'invention sera mieux comprise à la lecture de la description qui suit, faisant référence aux
30 dessins annexés où:

- La figure 1 représente une vue schématique de l'installation.

L'installation selon l'invention comporte:

- 35 - un support articulé (1) ;
 - une platine porte-outil (2) ;
 - un ensemble de trois caméras (3, 4, 5) ;

- des trièdres de référence (21, 31) ;
- un calculateur (8) ;
- un dispositif de stockage d'images numérisées (9) ;
- 5 - un écran de visualisation (10).

Le support articulé (1) comporte une base (11) solidaire du référentiel fixe R_C qui est par exemple le plafond de la salle d'opération.

10 Le support articulé (1) est constitué dans l'exemple décrit par un système de type "trois axes delta parallèle". Il comprend une première série de trois bras (12, 13, 14) reliés à la base (11) par des moteurs (15) commandés indépendamment. La première série de trois bras (12, 13, 14) est raccordée à une deuxième
15 série de bras (17, 18, 19) par des rotules (16). Les extrémités des bras (17 à 19) sont solidaires d'une embase (20) par l'intermédiaire d'axes de rotation. Les bras sont écartés deux à deux de 120 degrés dans un plan parallèle à la base (11).

20 L'extrémité des bras (17 à 19) est relié à un mécanisme (20) comportant 3 axes de rotation perpendiculaires deux à deux, l'extrémité du dernier axe de rotation supportant une platine porte-outil (2) comportant des moyens d'accouplement d'un instrument
25 chirurgical.

Cette embase comporte par ailleurs un trièdre (21) constitué par un assemblage de quatre points lumineux (22 à 25), par exemple des diodes électroluminescentes, dont la disposition géométrique
30 est connue avec précision.

Le déplacement de ce trièdre (21) est acquis par l'ensemble de caméras (3, 4, 5) qui délivre un signal électrique permettant de calculer à tout moment la position du centre de gravité du trièdre (21) et son
35 orientation, dans le référentiel fixe R_C , et donc de

déterminer la matrice de passage entre le référentiel fixe R_C et le référentiel du porte-outil R_O .

5 Les diodes électroluminescentes sont selon un mode de mise en oeuvre alimentées séquentiellement, la détection se faisant de manière synchrone.

10 Le patient (30) porte également un trièdre (31) grâce auquel l'ensemble de caméras (3, 4, 5) délivre un signal électrique permettant de calculer à tout moment la position du centre de gravité du trièdre (31) et son orientation, dans le référentiel fixe R_C , et donc de déterminer la matrice de passage entre le référentiel fixe R_C et le référentiel du patient R_p .

15 On peut également réaliser le trièdre géométriquement défini sous forme d'implants mis en place sur le patient avant l'acquisition des images, et disposés en quatre points non alignés. Ces implants sont dans ce cas réalisés en un matériau permettant une détection par le ou les systèmes d'imagerie mis en oeuvre. Les implants sont par exemple réalisés en
20 titane.

Le processus de mise en oeuvre de l'installation pour une intervention chirurgicale est le suivant:

25 Le patient, après une préparation, entre dans une première salle équipée de matériel d'acquisition des images. Dans cette salle, on procède de façon connue à l'instrumentation du patient, à l'acquisition des images brutes et à la vérification des images réalisées. Les images sont numérisées et stockées
30 dans une base de données images. Ces images sont ensuite exploitées à partir d'une station de travail, en l'absence du patient, par calibration et segmentation des images, indexation des images et programmation éventuelle des trajectoires et des stratégies
35 opératoires.

Le patient est ensuite transféré en salle d'opération.

Dans la salle d'opération, on procède successivement:

- 5 - à la préparation du patient
- à l'instrumentation du dispositif porte-outil ;
- à l'installation du patient, conservant l'instrumentation mise en place dans la phase
- 10 d'acquisition d'images ;
- à l'instrumentation complémentaire du patient ;
- à la mise en correspondance des différents référentiels ;
- 15 - à l'intervention chirurgicale et à l'enregistrement des images opératoires.

L'instrumentation complémentaire sera seule visible en cours d'intervention chirurgicale, l'instrumentation initiale posée pendant la phase

20 d'imagerie étant cachée sous les draps ou les champs.

Le patient est ensuite transféré hors de la salle opératoire, pendant que les images opératoires sont exploitées sur une station de travail.

Le processus d'acquisition des images par le

25 système d'imagerie consiste plus particulièrement à :

- raser le patient, si on prévoit de lui instrumenter la tête ;
- anesthésier éventuellement le patient avant le transport en salle d'imagerie ;
- 30 - mettre en place le trièdre (15) ou les implants ;
- positionner le patient dans le système d'imagerie ;
- procéder à l'acquisition des images ;
- 35 - vérifier les images enregistrées dans la base d'images, notamment en ce qui concerne la

visibilité des repères sur chacune des images enregistrées, de la définition, et des informations nécessaires à l'intervention chirurgicale ultérieure ;

- ressortir le patient.

5 Les images sont acquises par tout moyen d'imagerie connu, par exemple IRM, angiographie, radiographie, tomодensitométrie, etc.... Les images numérisées sont stockées dans une base de données éventuellement accessible par un réseau informatique à
10 partir d'un site éloigné.

Les images ainsi enregistrées sont traitées en vue de procéder à :

- la calibration des images suivant les spécifications de l'imageur mis en oeuvre ;

15 - la segmentation des images en vue d'une exploitation 2D/3D ou 3D ;

- l'indexage éventuel des points de repères en vue de la mise en correspondance ;

20 - le repérage des points caractéristiques des images contenues dans la base de données images, en vue de l'exploitation pendant la phase opératoire, notamment par la recherche des cibles, des voies d'accès possibles et des trajectoires des instruments, et éventuellement par la simulation des différentes
25 stratégies en 2D ou 3D, et une mémorisation des axes de progression ainsi expérimentés.

Après cette étape de traitement des images et d'exploitation virtuelle de la base de données images, le patient est transféré dans la salle
30 opératoire.

Afin de permettre au chirurgien d'exploiter les informations préalablement acquises, il est nécessaire de connaître la position et l'orientation relative de l'axe de l'outil par rapport aux images,
35 dans le repère intermédiaire correspondant à la zone d'intervention sur le patient.

A cet effet, l'invention permet la mise en correspondance des images acquises et liées au patient, avec l'outil. Le repérage doit s'effectuer quelle que soit la position de l'outil et du patient.

5 Le trièdre (21) servant à repérer la position de l'outil est fixé de façon amovible ou non sur la base du porte-outil. Le moyen de fixation sera de préférence dépourvu d'articulation de façon à garantir une permanence de la position du trièdre (21) par
10 rapport au support de l'outil. La solidarisation peut être réalisée par clipsage.

 Le repérage du patient peut être réalisé de différentes façons: soit par pose d'un trièdre rigide normalisé, soit par pose d'implants non alignés, soit
15 encore par désignation de points caractéristiques de la surface du patient, à proximité de la zone opératoire, avec un stylet de repérage.

 Cette dernière solution consiste à mettre en oeuvre un pointeur (32) en forme de stylet, portant deux
20 points de références détectables par le système de caméras, et permettant de désigner, et donc de mémoriser la position de différents points caractéristiques du patient, dont il est possible de suivre les déplacements par reconnaissance de forme. Ces zones caractéristiques
25 sont par exemple le nez, les coins des yeux ou le menton.

 Une telle sonde (32) comporte un corps en forme de stylet terminé par une zone de pointage (35), et comportant au moins deux points lumineux (33, 34)
30 permettant de déterminer la position et l'orientation de la sonde (32) par analyse des signaux délivrés par les caméras (3, 4, 5).

 La mise en concordance des référentiels sera exposée plus en détail dans ce qui suit.

35 Pour la bonne compréhension, on désignera par :

- aP un point défini dans le repère R_a ;
 - aT_b la matrice de transformation homogène
 (4 lignes, 4 colonnes) permettant d'exprimer dans le
 repère R_a les coordonnées d'un point défini dans le
 repère R_b , par la relation ${}^aP = {}^aT_b {}^bP$.

Par ailleurs, les différents repères cités
 sont :

R_0 Repère de l'outil ;
 R_i Repère de l'image ;
 R_c Repère des caméras ;
 R_{pr} Repère de la sonde ;
 R_{pg} Repère grossier du patient ;
 R_{pc} Repère corrigé du patient ;
 R_{mi} Repère géométrique défini par au moins 4
 points non alignés (i variant de 1 à n) ;
 R_{m1} Repère géométrique lié à l'outil ;
 R_{m2} Repère géométrique lié au patient.

Par ailleurs, on notera ${}^{pr}S$ la surface
 définie par un ensemble de points P_j acquis dans le
 repère sonde R_{pr} et iS la surface définie par un ensemble
 de points P_j acquis dans le repère image R_i .

Etape 1 : Mise en concordance entre le
 repère image et le repère patient

La première étape de la mise en concordance
 des référentiels consiste à calculer la matrice ${}^iT_{p/pc}$ de
 passage entre le repère image et le repère patient.

Selon un exemple de mise en oeuvre de
 l'installation, on utilise une sonde (32) afin de
 pointer des points remarquables connus dans le repère
 image R_i . Les coordonnées des extrémités de la sonde
 (32) sont connues par construction, et par traitement
 des informations délivrées par les caméras (3, 4, 5)
 détectant les points lumineux (33, 34) portés par la
 sonde.

On peut ainsi exprimer les coordonnées de l'extrémité (35) de la sonde (32) dans le repère de la caméra par la relation :

$${}^C P_{\text{extrémité sonde}} = {}^C T_{\text{pr}} {}^{\text{pr}} P_{\text{extrémité sonde}}$$

5 et donc calculer la matrice de passage entre le référentiel de la caméra et le référentiel de la sonde.

On utilise par ailleurs des inserts ou un trièdre (31) comportant dans l'un ou l'autre des cas 10 quatre points non alignés identifiables par les caméras (3 à 5), et définissant le repère R_{pc} du patient.

Ces points ${}^i P_j$ sont connus dans le repère image R_i et sont mesurés avec la sonde (32), dans le repère sonde R_{pr} dans lequel leurs coordonnées sont ${}^{\text{pr}} P_j$. 15 Lorsque l'extrémité de la sonde point sur l'un des points du trièdre (31) ou sur l'un des inserts, on a une relation d'identité entre les deux coordonnées :

$${}^{\text{pr}} P_j = {}^{\text{pr}} P_{\text{extrémité sonde}}.$$

La transformation ${}^i T_{\text{pr}}$ est donc déterminée 20 par une relation entre les points ${}^i P_j$ de la base de données images et les points ${}^{\text{pr}} P_j$ mesurés avec la sonde. On utilise le repère intermédiaire R_{m2} fixe par principe d'utilisation, par rapport au repère R_{pc} et on détermine la matrice de transformation ${}^i T_{\text{m2}}$. Cette matrice ${}^i T_{\text{m2}}$ est 25 déterminée par une relation entre les points ${}^i P_j$ de la base de données images et les points ${}^{\text{m2}} P_j$ mesurés avec la sonde.

En effet, lorsque l'extrémité de la sonde (32) pointe sur un point P_j , la relation suivante est 30 vérifiée:

$${}^{\text{m2}} P_j = {}^{\text{m2}} T_c(t) {}^C T_{\text{pr}}(t) {}^{\text{pr}} P_{\text{extrémité sonde}}$$

et on détermine alors ${}^i T_{\text{m2}}$ par la méthode des moindres carrés :

$$\text{Min} \sum_{j=1}^n ||({}^i P_j - {}^i T_{\text{m2}} {}^{\text{m2}} P_j)^2|| \text{ avec } n \geq j \geq 4$$

Selon une variante de mise en oeuvre, on évite la pose d'un trièdre (31) ou la pose d'inserts, en utilisant une méthode de mise en correspondance surfacique.

5 On procède pour cela à deux étapes consécutives:

La première étape consiste à pointer 4 points remarquables sur le patient (par exemple le nez, les yeux etc...). On se retrouve alors dans une situation analogue à la variante précédente, car on dispose de points P_j non coplanaires, dont les coordonnées iP_j sont connus dans le repère image R_i . La transformation ${}^iT_{pg}$ est déterminée par une relation entre les points iP_j de la base de données images et les points ${}^{pg}P_j$ mesurés avec la sonde (32).

On utilise comme précédemment le repère intermédiaire R_{m2} fixe par rapport aux repères R_{pg} et R_{pc} .

On obtient alors une transformation "grossière" $({}^iT_{m2})_g$ qui permet d'obtenir une précision de l'ordre de quelques millimètres, insuffisante pour un usage clinique.

La deuxième étape consiste à définir un repère patient corrigé R_{pc} en pointant une pluralité de points remarquables se trouvant à proximité de la zone d'intervention, à l'aide de la sonde (32).

Cette opération permet de mettre en correspondance deux surfaces :

- la surface réelle du patient, définie par l'acquisition faite avec la sonde ${}^{pr}S({}^{pr}P_j)$ avec $n \geq j \geq 4$, la résolution étant d'autant meilleure que n est grand ;

- la surface iS liée à l'image du patient la plus proche de la surface réelle définie dans le repère image, et utilisant la transformation grossière $({}^iT_{m2})_g$ en ne sélectionnant à cet effet qu'une partie de la banque de données images. ${}^{pr}S\{{}^{pr}P_j\}$ avec $n \geq j \geq 4$

On a alors la relation suivante:

$${}^{m2}P_j = {}^{m2}T_c(t) {}^cT_{pr}(t) {}^{pr}P_{\text{extrémité sonde}}$$

$$\text{avec } {}^{pr}P_{\text{extrémité sonde}} = {}^{pr}P_j$$

et on détermine alors ${}^iT_{m2}$ par la méthode des

5 moindres carrés :

$$\text{Min } \sum |({}^iS\{P_j\} - {}^iT_{m2} {}^{m2}S\{{}^{m2}P_j\})^2| \text{ avec } n \geq j \geq 4$$

Etape 2 : Mise en concordance entre le repère outil et le repère fixe

10 L'étape suivante de la mise en concordance des référentiels consiste à calculer la matrice cT_o de passage entre le repère outil et le repère fixe.

• La transformation ${}^{m1}T_o$ donnant la relation entre le repère outil R_o et le repère fixe R_{m1} est connu par construction.

15 Les coordonnées d'un point oP dans le repère R_o peuvent être exprimées dans le repère R_{m1} par la relation :

$${}^{m1}P = {}^{m1}T_o {}^oP$$

20 • La transformation ${}^cT_{m1}$ donnant la relation entre le repère fixe R_{m1} et le repère R_c est connu en temps réel par mesure infrarouge. Les coordonnées d'un point ${}^{m1}P$ dans le repère R_{m1} peuvent être exprimées dans le repère R_c par la relation :

$${}^cP = {}^cT_{m1}(t) {}^{m1}P$$

25 Les coordonnées d'un point oP lié à l'outil peuvent donc être exprimés en temps réel dans le repère fixe de mesure R_c par la relation :

$${}^cP = {}^cT_{m1}(t) {}^{m1}T_o {}^oP$$

30 Le repère R_o étant défini par le trièdre (21), on obtient ainsi la relation en temps réel entre le repère outil R_o et le repère caméra R_c .

Résolution des équations permettant de calculer les matrices de transformation

35 Le repère fixe R_{m1} est défini par au moins 4 points non coplanaires ${}^{m1}P_1$ à ${}^{m1}P_4$.

Les caméras (3 à 5) détectent ces quatre points dans le référentiel caméras, dans lequel leurs coordonnées sont cP_1 à cP_4 .

On cherche la relation ${}^cT_{m1}$ telle que :

5

${}^cP_j = {}^cT_{m1} m^1 P_j$, où $j = 1$ à 4

Théoriquement, $||{}^cP_j - {}^cT_{m1} m^1 P_j|| = 0$

On cherche donc ${}^cT_{m1}$ qui minimise les erreurs, d'où :

10

$$\text{Minimum} \left(\sum_{j=1}^4 ||({}^cP_j - {}^cT_{m1} m^1 P_j)^2|| \right)$$

Le minimum est déterminé par dérivation.

${}^cT_{m1}$ est une matrice 4x4 homogène avec 12 éléments remarquables

$${}^cT_{m1} = \begin{vmatrix} T_{11} & T_{12} & T_{13} & T_{14} \\ T_{21} & T_{22} & T_{23} & T_{24} \\ T_{31} & T_{32} & T_{33} & T_{34} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{vmatrix}$$

15

On dérive la relation

$$S = \sum_{j=1}^4 ||({}^cP_j - {}^cT_{m1} m^1 P_j)||^2$$

$$\frac{\delta S}{\delta T(k, l)} = 0$$

20

et on obtient un système de $3 \times 4 = 12$ équations à 12 inconnues

pour $k = 1$ à 3 : k étant l'indice de ligne

pour $l = 1$ à 4, l étant l'indice de colonne

$$S = \sum_{j=1}^4 \left[\sum_{p=1}^3 \left(c_{P_{j(p)}} - \sum_{q=1}^4 c_{T_{m1(p,q)}} m_{1P_{j(q)}} \right)^2 \right]$$

Comme $\frac{\delta s}{\delta T(k, 1)} = 0$, on en déduit les relations suivantes :

$$\sum_{j=1}^4 \left[\sum_{p=1}^3 \frac{\delta s}{\delta T(k, 1)} \left[c_{P_{j(p)}} - \sum_{q=1}^4 c_{T_{m1(p,q)}} m_{1P_{j(q)}} \right]^2 \right] = 0$$

5 et

$$\sum_{j=1}^4 \left[c_{T_{m1(k, 1)}} m_{1P_{j(1)}} \left(c_{P_{j(k)}} - \sum_{q=1}^4 c_{T_{m1(k,q)}} m_{1P_{j(q)}} \right) \right] = 0$$

Dans cette équation, on a:

$T_{k,1}$

T_{k1}

T_{k2}

T_{k3}

T_{k4}

10

Le système d'équation obtenu par

$$\frac{\delta s}{\delta T(k, 1)} = 0 \text{ avec } k = 1 \text{ à } 3 \text{ et } l = 1 \text{ à } 4$$

15

se décompose en 3 sous-systèmes indépendants

$$\frac{\delta s}{\delta T(1, 1)} = 0$$

$$\frac{\delta s}{\delta T(2, 1)} = 0$$

$$\frac{\delta_s}{\delta T(3,1)} = 0$$

La résolution de ce système d'équation est réalisée par un algorithme connu par le calculateur de l'installation selon l'invention, qui ne sera pas exposé plus en détail dans le cadre de la présente description, l'Homme du métier étant en mesure de mettre en oeuvre les solutions informatiques adaptées.

Etape 3 : Mise en concordance entre le repère image et le repère caméra.

L'étape suivante de la mise en concordance des référentiels consiste à calculer en temps réel la matrice ${}^{m2}T_i(t)$ de passage entre le repère R_{m2} lié au patient, avec le repère image R_i .

- La transformation ${}^cT_{pr}$ donnant la relation entre le repère R_{pr} de la sonde (32) et le repère caméra R_c est connu en temps réel par mesure infrarouge.

Les coordonnées d'un point P^{rp} dans le repère R_{pr} peuvent être exprimées dans le repère R_c par la relation :

$${}^cP = {}^cT_{pr}(t)P^{rp}.$$

- La transformation ${}^cT_{m2}$ donnant la relation entre le repère fixe R_{m2} et le repère R_c est connu en temps réel par mesure infrarouge. Les coordonnées d'un point $m2P$ dans le repère R_{m2} peuvent être exprimées dans le repère R_c par la relation :

${}^cP = {}^cT_{m2}(t)m2P$ où ${}^cT_{m2}(t)$ est déterminée de manière analogue à ${}^cT_{m1}(t)$.

- Les coordonnées de l'extrémité de la sonde (32) ${}^cP_{\text{extrémité sonde}}$ sont connues dans le repère R_{pr} par construction.

Elles peuvent être exprimées par la relation:

$${}^cP_{\text{extrémité sonde}} = {}^cT_{pr}(t) {}^{pr}P_{\text{extrémité sonde}}$$

Elles peuvent donc être exprimées dans le repère R_{m2} par la relation :

$${}^{m2}P_{\text{extrémité sonde}} = {}^{m2}T_c {}^cT_{pr}(t) {}^{pr}P_{\text{extrémité sonde}}$$

5

Etape 4 : Mise en concordance entre le repère image et le repère outil.

L'étape finale de la mise en concordance consiste à déterminer la relation entre le repère R_o repère image R_i .

10

On connaît pour cela :

- Etape 2 : la position de l'outil dans le repère des caméras par les transformation ${}^{m1}T_o$ (connue par construction) et ${}^cT_{m1}(t)$ (déterminée en temps réel par mesure infrarouge) ;

15

- Etape 3 : la corrélation entre le repère fixe R_{m2} et le repère image R_i par la transformation ${}^iT_{m2}$, déterminée lors de la mise en correspondance.

20

- la position du repère R_{m2} par rapport au repère fixe R_c par la transformation ${}^{m2}T_c(t)$ qui est l'inverse de ${}^cT_{m2}(t)$, déterminée en temps réel par mesure infrarouge.

On obtient donc la transformation

$${}^iT_o(t) = {}^iT_{m2} {}^{m2}T_c(t) {}^cT_{m1}(t) {}^{m1}T_o$$

25

permettant d'afficher en temps réel la coupe correspondant au point d'intérêt.

On obtient également la transformation ${}^oT_i(t)$, inverse de ${}^iT_o(t)$ permettant d'asservir l'outil en temps réel par rapport à une cible définie dans la base de données images.

30

L'invention est décrite dans ce qui précède à titre d'exemple non limitatif. Il est bien entendu que l'Homme de Métier sera à même de proposer diverses variantes sans pour autant sortir du cadre de l'invention.

REVENDICATIONS

1 - Installation pour opération de microchirurgie assistée par ordinateur, du type
comportant un support d'outils articulé dont l'une des
5 extrémités est solidaire d'un premier référentiel, ledit système comportant des moyens pour déterminer les coordonnées de l'outil dans ledit premier référentiel, ainsi qu'une base de données Image dans laquelle sont
10 enregistrées les images provenant d'un système d'imagerie dans le référentiel de l'image R_i , l'installation comportant au moins deux capteurs solidaires du premier référentiel délivrant un signal électrique fonction de la position du référentiel du patient R_p dans le premier référentiel, et un
15 calculateur pour la mise en correspondance du référentiel de l'outil R_o avec le référentiel du patient R_p et le référentiel de l'image R_i en fonction des informations provenant du capteur bidimensionnel,
20 l'installation comportant un calculateur délivrant un signal pour la visualisation de la position de l'outil dans le référentiel de l'image R_i sur un écran de contrôle, et pour commander la position et les déplacements de l'outil en fonction de signaux de
25 commande provenant d'un boîtier de contrôle, caractérisé en ce que ledit premier référentiel est un référentiel fixe indépendant du patient et du référentiel image et en ce que l'installation comporte des moyens pour déterminer les coordonnées de l'outil dans ledit
30 référentiel fixe R_c et des informations provenant de la base d'images,

2 - Installation pour opération de microchirurgie assistée par ordinateur selon la
35 revendication 1 caractérisée en ce que les capteurs bidimensionnels sont constitués par au moins deux

caméras d'acquisition solidaires du référentiel fixe R_C et disposées de façon à ce que leur champs d'observation contiennent la zone d'intervention chirurgicale.

5 3 - Installation pour opération de
microchirurgie assistée par ordinateur selon la
revendication 1 ou selon la revendication 2 caractérisée
en ce que les moyens pour déterminer les coordonnées de
10 l'outil dans ledit référentiel fixe R_C sont constitués
par au moins deux caméras d'acquisition solidaires du
référentiel fixe R_C et disposées de façon à ce que leur
champs d'observation contiennent l'espace de mobilité de
l'outil.

15 4 - Installation pour opération de
microchirurgie assistée par ordinateur selon l'une
quelconque des revendications précédentes caractérisée
en ce qu'elle comporte un trièdre géométriquement
défini, présentant au moins quatre sources lumineuses
20 ponctuelles non coplanaires solidaire de l'outil,
l'espace de mobilité dudit trièdre étant contenu dans
les champs de vision des caméras d'acquisition.

25 5 - Installation pour opération de
microchirurgie assistée par ordinateur selon l'une
quelconque des revendications précédentes caractérisée
en ce qu'elle comporte un trièdre géométriquement
défini, présentant au moins quatre sources lumineuses
ponctuelles non coplanaires solidaire de du patient,
30 l'espace de mobilité dudit trièdre étant contenu dans le
champs de vision des caméras d'acquisition, pendant la
totalité de la phase opératoire.

35 6 - Installation pour opération de
microchirurgie assistée par ordinateur selon la
revendication 1 caractérisée en ce qu'elle comporte en

outre une sonde (32) présentant une extrémité de pointage (35) et au moins deux points lumineux (33, 34) dont les positions par rapport à l'extrémité de pointage (35) sont déterminée géométriquement.

5

7 - Procédé de visualisation de la position d'un outil de microchirurgie par rapport à une image préenregistrée caractérisé en ce qu'il comporte les étapes suivantes :

10

- détermination de la position de l'outil dans le repère R_c de la caméra par les transformation ${}^{m1}T_{O_}$ connue par construction et ${}^cT_{m1}(t)$, déterminée en temps réel par mesure optique ;

15

- détermination de la matrice ${}^iT_{m2}$ de passage entre le repère fixe R_{m2} et le repère image R_i ;

- détermination de la position du repère R_{m2} par rapport au repère fixe R_c par la transformation ${}^{m2}T_c(t)$ déterminée en temps réel par mesure optique ;

20

- calcul de la transformation

$${}^iT_o(t) = {}^iT_{m2} {}^{m2}T_c(t) {}^cT_{m1}(t) {}^{m1}T_o$$

permettant d'afficher en temps réel la coupe correspondant au point d'intérêt.

25

8 - Procédé d'asservissement d'un outil de microchirurgie par rapport à une base de données images caractérisé en ce qu'il comporte les étapes suivantes :

30

- détermination de la position de l'outil dans le repère R_c de la caméra par les transformations ${}^{m1}T_{O_}$ connue par construction et ${}^cT_{m1}(t)$, déterminée en temps réel par mesure optique ;

35

- détermination de la matrice ${}^iT_{m2}$ de passage entre le repère fixe R_{m2} et le repère image R_i ;

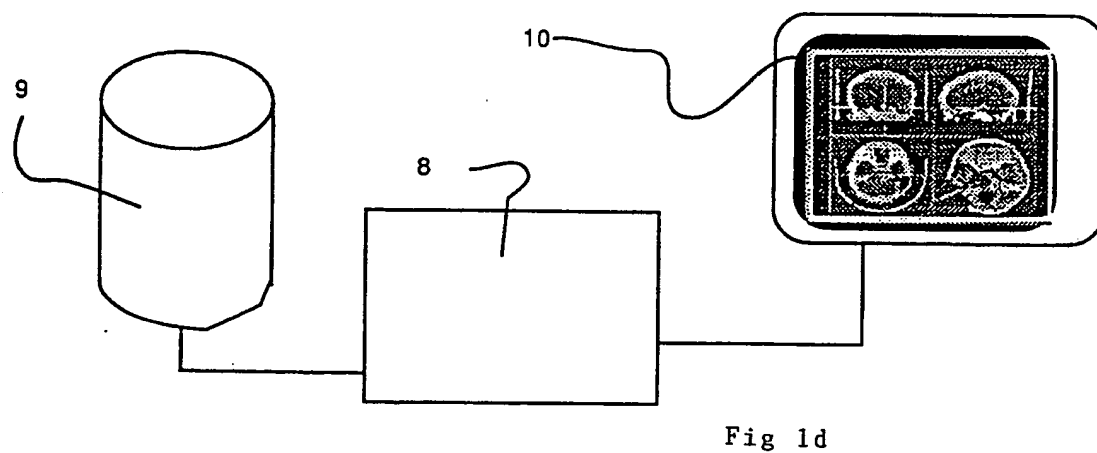
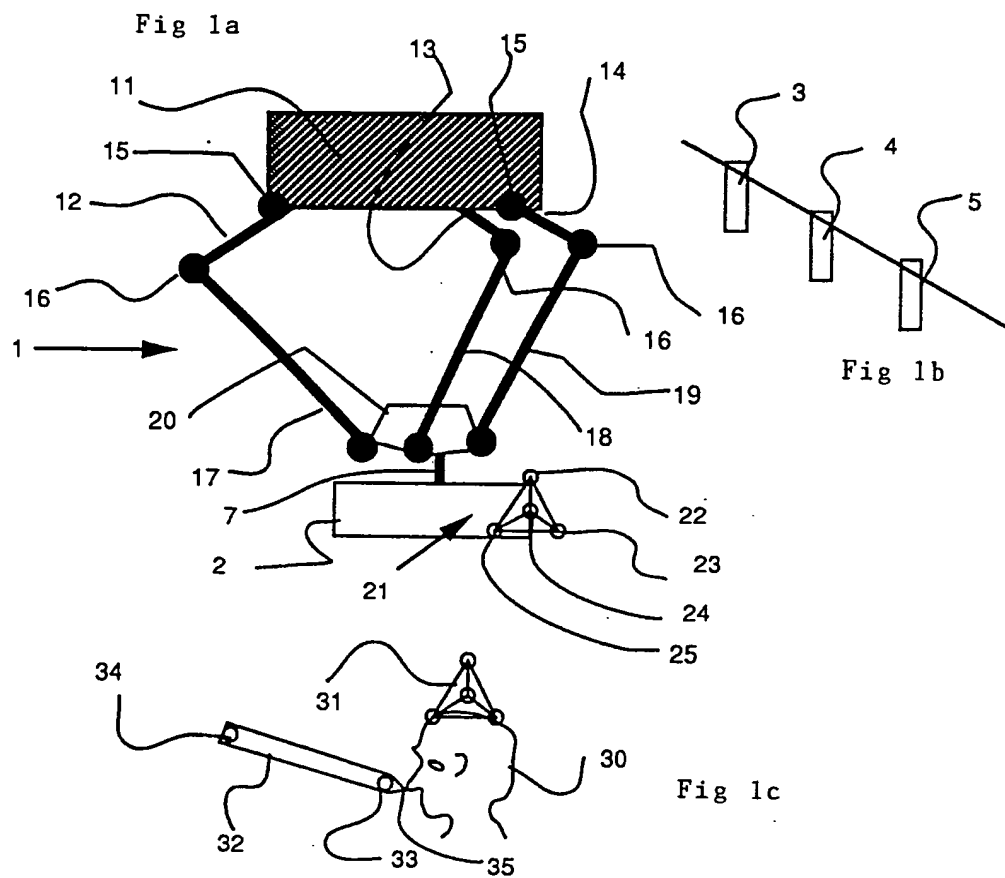
- détermination de la position du repère R_{m2} par rapport au repère fixe R_c par la transformation ${}^{m2}T_c(t)$ déterminée en temps réel par mesure optique ;

- calcul de la transformation

$${}^i T_O(t) = {}^i T_{m2} m2 T_c(t) c T_{m1}(t) m1 T_0$$

- calcul de la transformation ${}^o T_i(t)$, inverse de ${}^i T_O(t)$ permettant d'asservir l'outil en temps réel par rapport à une cible définie dans la base de données images.

1/1



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Internat. Application No.

PCT/FR 94/01050

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

IPC 6 A61B19/00

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

IPC 6 A61B

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO,A,91 04711 (DIADIX) 18 April 1991 see page 6, line 29 - line 31 see page 10, line 22 - page 12, line 13; figures 1-3 -----	1-5,7,8



Further documents are listed in the continuation of box C.



Patent family members are listed in annex.

* Special categories of cited documents:

- *A* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
- *E* earlier document but published on or after the international filing date
- *L* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
- *O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
- *P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

- *T* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
- *X* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
- *Y* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.
- *A* document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

21 November 1994

Date of mailing of the international search report

14.12.94

Name and mailing address of the ISA

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Roland, A

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

Internati Application No

PCT/FR 94/01050

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO-A-9104711	18-04-91	FR-A- 2652928	12-04-91
		CA-A- 2067209	06-04-91
		EP-A- 0494943	22-07-92
		JP-T- 5500911	25-02-93

RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Demande internationale No
PCT/FR 94/01050

A. CLASSEMENT DE L'OBJET DE LA DEMANDE CIB 6 A61B19/00		
Selon la classification internationale des brevets (CIB) ou à la fois selon la classification nationale et la CIB		
B. DOMAINES SUR LESQUELS LA RECHERCHE A PORTE Documentation minimale consultée (système de classification suivi des symboles de classement) CIB 6 A61B		
Documentation consultée autre que la documentation minimale dans la mesure où ces documents relèvent des domaines sur lesquels a porté la recherche		
Base de données électronique consultée au cours de la recherche internationale (nom de la base de données, et si cela est réalisable, termes de recherche utilisés)		
C. DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS		
Catégorie	Identification des documents cités, avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents	no. des revendications visées
A	WO,A,91 04711 (DIADIX) 18 Avril 1991 voir page 6, ligne 29 - ligne 31 voir page 10, ligne 22 - page 12, ligne 13; figures 1-3 <div style="text-align: center;">-----</div>	1-5,7,8
<div style="display: flex; justify-content: space-between;"> <input type="checkbox"/> Voir la suite du cadre C pour la fin de la liste des documents <input checked="" type="checkbox"/> Les documents de familles de brevets sont indiqués en annexe </div>		
<div style="display: flex; justify-content: space-between;"> <div style="width: 45%;"> <p>* Catégories spéciales de documents cités:</p> <p>"A" document définissant l'état général de la technique, non considéré comme particulièrement pertinent</p> <p>"E" document antérieur, mais publié à la date de dépôt international ou après cette date</p> <p>"L" document pouvant jeter un doute sur une revendication de priorité ou cité pour déterminer la date de publication d'une autre citation ou pour une raison spéciale (telle qu'indiquée)</p> <p>"O" document se référant à une divulgation orale, à un usage, à une exposition ou tous autres moyens</p> <p>"P" document publié avant la date de dépôt international, mais postérieurement à la date de priorité revendiquée</p> </div> <div style="width: 45%;"> <p>"T" document ultérieur publié après la date de dépôt international ou la date de priorité et n'appartenant pas à l'état de la technique pertinent, mais cité pour comprendre le principe ou la théorie constituant la base de l'invention</p> <p>"X" document particulièrement pertinent; l'invention revendiquée ne peut être considérée comme nouvelle ou comme impliquant une activité inventive par rapport au document considéré isolément</p> <p>"Y" document particulièrement pertinent; l'invention revendiquée ne peut être considérée comme impliquant une activité inventive lorsque le document est associé à un ou plusieurs autres documents de même nature, cette combinaison étant évidente pour une personne du métier</p> <p>"&" document qui fait partie de la même famille de brevets</p> </div> </div>		
Date à laquelle la recherche internationale a été effectivement achevée	Date d'expédition du présent rapport de recherche internationale	
21 Novembre 1994	14.12.94	
Nom et adresse postale de l'administration chargée de la recherche internationale		Fonctionnaire autorisé
Office Européen des Brevets, P.B. 5818 Patentaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tél. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016		Roland, A

RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Renseignements relatifs aux membres de familles de brevets

Demande internationale No

PCT/FR 94/01050

Document brevet cité au rapport de recherche	Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)	Date de publication
WO-A-9104711	18-04-91	FR-A- 2652928	12-04-91
		CA-A- 2067209	06-04-91
		EP-A- 0494943	22-07-92
		JP-T- 5500911	25-02-93
